

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-332535

(43)Date of publication of application : 19.11.1992

(51)Int.Cl.

A61B 5/14

G01N 21/31

(21)Application number : 03-101328

(71)Applicant : MINOLTA CAMERA CO LTD

(22)Date of filing : 07.05.1991

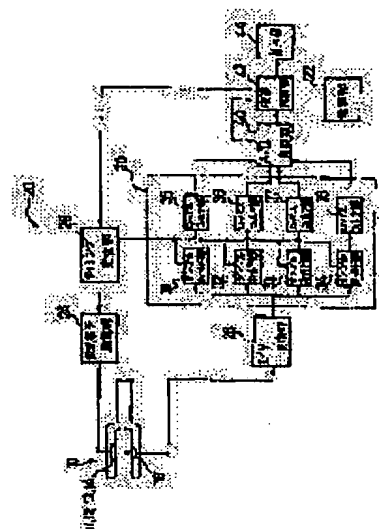
(72)Inventor : SAKAI TAKAO

(54) INSTRUMENT FOR MEASURING CONCENTRATION OF BILIRUBIN IN BLOOD

(57)Abstract:

PURPOSE: To measure the concn. of the bilirubin in blood without collecting blood.

CONSTITUTION: Light emitting means 11 to 14 which emit light having a suitable wavelength respectively toward sections to be measured, a light receiving means 16 which receives the light transmitted through the sections to be measured and converts this light to signals, signal forming means 28, 30, 40 which form the signals corresponding to the transmitted quantities of the respective light rays in accordance with the output signals of this light receiving means, and an arithmetic means 42 which calculates the concn. of the bilirubin in the blood in accordance with the respective signals formed at the 1st time and the 2nd time in these signal forming means are provided.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平4-332535

(43) 公開日 平成4年(1992)11月19日

(51) Int.Cl. ⁵	識別記号	片内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/14	3 1 0	8932-4 C		
G 0 1 N 21/31		Z 7370-2 J		

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平3-101328

(22) 出願日 平成3年(1991)5月7日

(71) 出願人 000006079

ミノルタカメラ株式会社

大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号

大阪国際ビル

(72) 発明者 坂井 隆夫

大阪市中央区安土町二丁目3番13号 大阪

国際ビル ミノルタカメラ株式会社内

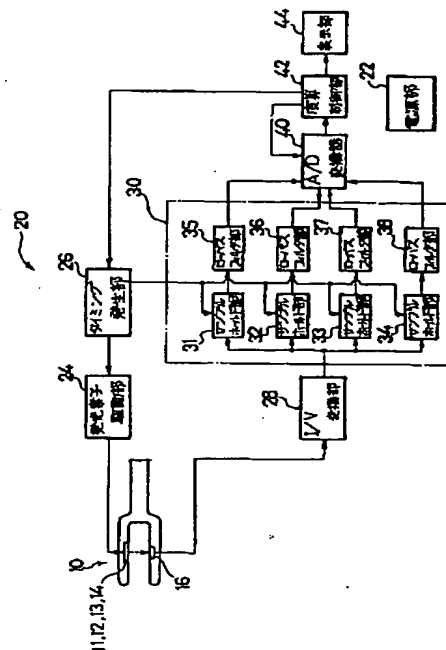
(74) 代理人 弁理士 小谷 悦司 (外2名)

(54) 【発明の名称】 血中ビリルビン濃度測定装置

(57) 【要約】

【目的】 採血を行わずに血中ビリルビン濃度を測定する。

【構成】 適当な波長をもつ光をそれぞれ測定部位に向けて発する発光手段11~14と、測定部位の透過光を受けて信号に変換する受光手段16と、この受光手段の出力信号に基づき、各光の透過量に対応する信号を作成する信号作成手段28, 30, 40と、この信号作成手段において第1の時刻及び第2の時刻で作成された各信号に基づき血中ビリルビン濃度を演算する演算手段42とを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン及びビリルビンに吸収される波長をもつ第1の光を測定部位に向けて発する第1発光手段と、上記第1の光の波長と異なり、かつ血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン及びビリルビンのうち少なくとも還元ヘモグロビンに吸収される波長をもつ第2の光を測定部位に向けて発する第2発光手段と、上記第1の光の波長及び第2の光の波長と異なり、かつ血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン及びビリルビンのうち少なくとも酸化ヘモグロビンに吸収される波長をもつ第3の光を測定部位に向けて発する第3発光手段と、血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、及びビリルビンには吸収されず水にのみ吸収される波長をもつ第4の光を上記測定部位に向けて発光する第4発光手段と、これらの発光手段から発せられ、測定部位を透過した光を受けて電気信号に変換する受光手段と、この受光手段の出力信号に基づき、上記第1の光、第2の光、第3の光、及び第4の光の透過量にそれぞれ対応する信号を作成する信号作成手段と、この信号作成手段において第1の時刻で作成された各信号と上記第1の時刻と異なる第2の時刻で作成された各信号とに基づき血中ビリルビン濃度を演算する演算手段とを備えたことを特徴とする血中ビリルビン濃度測定装置。

【請求項2】 請求項1記載の血中ビリルビン濃度測定装置において、上記受光手段を、各透過光を全て受光する単一の受光素子で構成するとともに、この受光手段の出力信号を上記第1の光、第2の光、第3の光、及び第4の光の透過量にそれぞれ対応する信号に分離するように上記信号作成手段を構成したことを特徴とする血中ビリルビン濃度測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、血液に含まれるビリルビンの濃度を測定するための装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 一般に、黄疸、特に新生児の重症黄疸は死亡をもたらし、また仮に死を免れても脳性麻痺等の後遺症を残す核黄疸へと進むおそれがあることから、その早期発見が極めて重要な課題となっている。

【0003】 従来、このような黄疸の強さを正確に測定する手段としては、上記新生児等から採血を行い（25μl（マイクロリットル）程度）、光学的な手法、例えば互いに異なる波長をもつ複数種の光の透過率を測定することにより血液中のビリルビン濃度を求める装置が一般に知られている。この血中ビリルビン濃度は、患者の黄疸の強さに直結するものであり、従って、この濃度を測定することにより黄疸の正確な診断を行うことができる。

【0004】 しかしながら、このような従来装置では採血を要するので、患者に苦痛を与えるとともに、感染の危険をも伴う不都合がある。特に、未熟児については、頻繁に採血を行うことは困難であり、本装置の利用は難しい。

【0005】 そこで、特開昭54-148586号公報には、採血を行わず、すなわち無侵襲で患者の黄疸を診断する黄疸計が提案されている。この黄疸計は、人体の皮膚に対して光を入射する光源と、上記光の反射光のうち皮下脂肪に沈着しているビリルビンによる吸収に差のある少なくとも2波長領域の光にそれぞれ応答する少なくとも2つの受光素子とを備え、各受光素子の出力から黄疸の度合いを測定するようにしたものであり、血中ビリルビン濃度を測定せずに間接的に黄疸の強さを測定する構成となっている。従って、採血が不要であり、かつ取扱も簡単であるという利点を有している。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 上記黄疸計では、皮膚からの反射光に基づいて黄疸を測定しているので、測定結果が患者の本来の皮膚の色（すなわち人種によって相違する皮膚の色）に影響を受け易く、常に正確な黄疸の測定を行うのは困難である。また、光線療法を実行している間もしくは実行した後は皮膚の黄疸の度合いが減少するため、この時に上記黄疸計で測定を行うと、実際の血中ビリルビン濃度に対応した正確な黄疸の強さを測定することができない不都合がある。

【0007】 本発明は、このような事情に鑑み、採血を要せずして血中ビリルビン濃度を正確に測定することができる装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】 本発明は、血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン及びビリルビンに吸収される波長をもつ第1の光を測定部位に向けて発する第1発光手段と、上記第1の光の波長と異なり、かつ血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン及びビリルビンのうち少なくとも還元ヘモグロビンに吸収される波長をもつ第2の光を測定部位に向けて発する第2発光手段と、上記第1の光の波長及び第2の光の波長と異なり、かつ血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン及びビリルビンのうち少なくとも酸化ヘモグロビンに吸収される波長をもつ第3の光を測定部位に向けて発する第3発光手段と、血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、及びビリルビンには吸収されず水にのみ吸収される波長をもつ第4の光を上記測定部位に向けて発光する第4発光手段と、これらの発光手段から発せられ、測定部位を透過した光を受けて電気信号に変換する受光手段と、この受光手段の出力信号に基づき、上記第1の光、第2の光、第3の光、及び第4の光の透過量にそれぞれ対応する信号を作成する信号作成手段と、この信号作成手段において第1の時刻で作成された各信号と上記第1

3

の時刻と異なる第2の時刻で作成された各信号とに基づき血中ビリルビン濃度を演算する演算手段とを備えたものである(請求項1)。

【0009】ここで、第1の光から第4の光までの各光の波長 λ_i ($i=1, 2, 3, 4$)の設定は、例えば図4(a)(b)に示すような光波長と各物質の光吸収係数との関係を利用して行うようにすればよい。すなわち、第1の光の波長 λ_1 は、血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、及びビリルビンの吸収係数が0でない領域、例えば約500nm以下の領域に設定すればよい。また、第2の光の波長 λ_2 は、還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、ビリルビンのうち少なくとも還元ヘモグロビンの吸収係数が0でないような領域、例えば約1000nm以下の領域に設定し、第3の光の波長 λ_3 は、還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、ビリルビンのうち少なくとも酸化ヘモグロビンの吸収係数が0でないような領域、例えば約1100nm以下の領域に設定すればよい。これに対し、第4の光の波長 λ_4 は、水の吸収係数が0でない領域、例えば1200nm近傍の領域や1450nm近傍の領域等に設定すればよい。

【0010】また、受光手段は各透過光をすべて受光する単一の素子であってもよいし、各透過光に対応して設けられる複数の素子からなるものであってもよい。前者の場合には、上記受光手段の出力信号を各波長の透過光*

$$I_{\lambda i}(t_i) = I_{\lambda i} \cdot T_{\lambda i} \cdot \exp\{-\sqrt{X_i} \cdot d(t_i)\}$$

ただし、

$$X_i = \epsilon_i(\text{Hb}) \cdot C(\text{Hb}) + \epsilon_i(\text{HbO}_2) \cdot C(\text{HbO}_2) + \epsilon_i(\text{Bil}) \cdot C(\text{Bil}) + \epsilon_i(\text{H}_2\text{O})$$

ここで、 $I_{\lambda i}(t_i)$: 時刻 t_i での波長 λ_i における透過光強度

$I_{\lambda i}$: 波長 λ_i における入射光量

$T_{\lambda i}$: 波長 λ_i の光の動脈血層以外の部分(例えば静脈・組織・骨・皮膚に沈着しているビリルビン)の透過係数(時間的に不変の量)

$\epsilon_i(\text{Hb})$: 波長 λ_i におけるHb(還元ヘモグロビン)の吸収係数

$\epsilon_i(\text{HbO}_2)$: 波長 λ_i におけるHbO₂(酸化ヘモグロビン)の吸収係数

$\epsilon_i(\text{Bil})$: 波長 λ_i におけるビリルビンの吸収係数

$\epsilon_i(\text{H}_2\text{O})$: 波長 λ_i における水の吸収係数

$C(\text{Hb})$: 血中Hb(還元ヘモグロビン)濃度

$C(\text{HbO}_2)$: 血中HbO₂(酸化ヘモグロビン)濃度

$C(\text{Bil})$: 血中ビリルビン濃度

$d(t_i)$: 時刻 t_i での動脈血の厚み

【0015】同様に、上記第1の時刻 t_1 と異なる第2の時刻 t_2 での透過光強度は次式(数2)で表される。

【0016】

【数2】

$$I_{\lambda i}(t_2) = I_{\lambda i} \cdot T_{\lambda i} \cdot \exp\{-\sqrt{X_i} \cdot d(t_2)\}$$

*に対応する信号に分離するように信号作成手段を構成すればよい(請求項2)。

【0011】

【作用】上記装置によれば、第1~第4の光が各発光手段から所定の測定部位に入射され、その透過光が受光手段で受けられるとともに、この受光手段の出力信号に基づいて信号作成手段により第1の光から第4の光までの各光の透過量に対応する信号が作成される。そして、第1の時刻で得られた各信号と、上記第1の時刻と異なる第2の時刻で得られた各信号とに基づき、血中ビリルビン濃度が演算される。

【0012】なお、上記血中ビリルビン濃度の演算の基礎となる原理は以下に説明する通りである。

【0013】いま、第1の光 L_1 、第2の光 L_2 、第3の光 L_3 、及び第4の光 L_4 のもつ波長を λ_i ($i=1, 2, 3, 4$)とする。これらの光 $L_1 \sim L_4$ を測定部位に照射したときの透過光強度は、その時の動脈血の厚みと関係があるが、この動脈血の厚みは心拍に同期して時間的に変化しているため、これを $d(t)$ (t は時刻)とすると、第1の時刻 t_1 における透過光強度はランバートベアの法則により次式(数1)で表すことができる。

【0014】

【数1】

【0017】ここで、演算を進めるにあたり、次式(数3)で示される値 P_i ($i=1, 2, 3, 4$)を導入する。

【0018】

【数3】

$$P_i = \frac{I_{i1}(t_1) - I_{i1}(t_2)}{I_{i1}(t_1)}$$

【0019】この式に上記2つの式(数1)(数2)を代入し、かつ $d(t_2) = d(t_1) + \Delta d$ とおくと、上記値 P^*

$$\begin{aligned} P_i &= \frac{I_{i11} \cdot T_{i11} \cdot [\exp(-\sqrt{X_i} \cdot d(t_1)) - \exp(-\sqrt{X_i} \cdot (d(t_1) + \Delta d))] }{I_{i11} \cdot T_{i11} \cdot \exp(-\sqrt{X_i} \cdot d(t_1))} \\ &= \frac{\exp(-\sqrt{X_i} \cdot d(t_1)) [1 - \exp(-\sqrt{X_i} \cdot \Delta d)]}{\exp(-\sqrt{X_i} \cdot d(t_1))} \\ &= 1 - \exp(-\sqrt{X_i} \cdot \Delta d) \\ &\approx \sqrt{X_i} \cdot \Delta d \quad (\because \sqrt{X_i} \cdot \Delta d \ll 1) \end{aligned}$$

【0021】ここで、第4の光 L_4 の波長 λ_4 には、還元ヘモグロビン(Hb)、酸化ヘモグロビン(HbO₂)、及びビリルビンのいずれにも吸収されない波長が選ばれているので、上記式(数4)において $i=4$ の場合には、還元ヘモグロビンの吸収係数 ϵ_4 (Hb)、酸化ヘモグロビンの吸収係数 ϵ_4 (HbO₂)、及びビリルビンの吸収係数 ϵ_4 (Bil)はいずれも0であり、これらを上記式(数4)に代入して(X_i については(数1)参照) 20 両辺を自乗することにより次式(数5)を得ることができる。

【0022】
【数5】

$$P_4^2 = \epsilon_4(H_2O) \cdot (\Delta d)^2$$

【0023】従って、 $(\Delta d)^2$ は次式(数6)で表されることになる。

【0024】

$$\begin{aligned} P_j^2 &= X_j \cdot (\Delta d)^2 \\ &= (\epsilon_j(Hb) \cdot C(Hb) + \epsilon_j(HbO_2) \cdot C(HbO_2) + \epsilon_j(Bil) \cdot C(Bil) + \epsilon_j(H_2O)) \cdot (\Delta d)^2 \end{aligned}$$

※

ただし、 $j=1, 2, 3$

【0027】この(数7)において、各吸収係数 ϵ_j (Hb)、 ϵ_j (HbO₂)、 ϵ_j (Bil)は既知の値、各値 P_1^2 、 P_2^2 、 P_3^2 は本発明装置により得られる測定値であり、しかも $(\Delta d)^2$ は前記式(数6)で表されるので、この式(数7)は、次の式(数8)で示されるように各物★

$$\begin{cases} \epsilon_1(Hb) \cdot C(Hb) + \epsilon_1(HbO_2) \cdot C(HbO_2) + \epsilon_1(Bil) \cdot C(Bil) \\ \quad = P_1^2 / (\Delta d)^2 - \epsilon_1(H_2O) \\ \epsilon_2(Hb) \cdot C(Hb) + \epsilon_2(HbO_2) \cdot C(HbO_2) + \epsilon_2(Bil) \cdot C(Bil) \\ \quad = P_2^2 / (\Delta d)^2 - \epsilon_2(H_2O) \\ \epsilon_3(Hb) \cdot C(Hb) + \epsilon_3(HbO_2) \cdot C(HbO_2) + \epsilon_3(Bil) \cdot C(Bil) \\ \quad = P_3^2 / (\Delta d)^2 - \epsilon_3(H_2O) \end{cases}$$

【0029】よって、この連立方程式を解くことにより、血中ビリルビン濃度 $C(Bil)$ を演算で求めることができる。

【0030】なお、上記受光手段が単一受光素子で構成されたものにおいては(請求項2)、その出力信号を、各波長をもつ光の透過量に応じた信号に分離することに

*_iは次式(数4)のようになる。

【0020】
【数4】

$$(\Delta d)^2 = P_4^2 / \epsilon_4(H_2O)$$

【0025】これに対し、前記第1の光 L_1 、第2の光 L_2 、及び第3の光 L_3 の波長 λ_i ($i=1 \sim 3$)については、第1の光が還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、及びビリルビンに吸収され、第2の光が少なくとも還元ヘモグロビンには吸収され、第3の光が少なくとも酸化ヘモグロビンには吸収されるように選択されているので、前記(数4)において少なくとも吸収係数 ϵ_i (Bil)は必ず0でなく、また、 $i=1, 2, 3$ の全ての場合において吸収係数 ϵ_i (Hb)、 ϵ_i (HbO₂)が0になることはない。これらの場合、前記式(数4)より、次式(数7)が得られる。

【0026】
【数7】

★質の血中濃度 $C(Hb)$ 、 $C(HbO_2)$ 、 $C(Bil)$ を未知数とする3元連立一次方程式となる。

【0028】
【数8】

より、演算の基礎となる信号が作成される。

【0031】

【実施例】図1は、本発明の一実施例における血中ビリルビン濃度測定装置を示したものである。

【0032】この装置は、測定プローブ10及び演算制御システム20を備えている。上記測定プローブ10

は、被検者の測定部位（例えば足の甲など）に対しこれを外側から覆うようにして装着される形状を有しており、この装着状態で上記測定部位を挟む片側の所定位置には第1発光素子11、第2発光素子12、第3発光素子13、及び第4発光素子14が互いに近接する位置に配設され、もう片側において上記発光素子11～14に対応する位置には単一の受光素子16が配設されている。

【0033】上記4つの発光素子11～14のうち、第1発光素子11には、血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、及びビリルビンに吸収される波長をもつ光を発するものが用いられ、第2発光素子12には、血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、ビリルビンのうち少なくとも還元ヘモグロビンに吸収される波長をもつ光を発するものが用いられ、第3発光素子13には、血液中の還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、ビリルビンのうち少なくとも酸化ヘモグロビンに吸収される波長をもつ光を発するものが用いられている。これに対して第4発光素子14には、上記還元ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、及びビリルビンのいずれにも吸収されず、水にのみ吸収される波長をもつ光を発するものが用いられている。

【0034】上記受光素子16は、上記発光素子11～14から発せられ、かつ測定部位を透過した光を受けるとともに、これを電気信号に変換して出力するように構成されている。

【0035】演算制御システム20は、電源部22、発光素子駆動部24、タイミング発生部26、I/V変換部28、信号分離回路30、A/D変換部40、演算制御部42、及び表示部（出力手段）44を備えている。

【0036】発光素子駆動部24は、上記4つの発光素子11～14に駆動信号を出力し、発光を行わせるものである。タイミング発生部26は、上記発光素子駆動部24及び後述の各サンプルホールド部31～34にタイミング信号を出力するものであり、より具体的には、上記発光素子駆動部24に所定のタイミングで駆動信号を出力させることにより各発光素子11～14を時分割的に点灯させるとともに、これと同期して各発光素子11～14に対応するサンプルホールド部31～34を作動させるようにタイミング信号を出力する。

【0037】なお、各発光素子11～14の点灯周期は心拍よりも十分に短く設定されており、1心拍周期当たりに多数回の点灯が行われるようになっている。

【0038】I/V変換部28は、上記受光素子16からの光電流出力をアナログ電圧に変換するものである。信号分離回路30は、上記I/V変換部28の出力信号を、各発光素子11～14の透過光の波長 λ_1 ～ λ_4 にそれぞれ対応する4つの信号に分離するものであり、上記発光素子11～14にそれぞれ対応する4つのサンプルホールド部31～34及びローパスフィルタ部35～38

8を備えている。各サンプルホールド部31～34は、上記タイミング発生部26の出力タイミング信号に基づき、それぞれに対応する発光素子11～14の点灯中にI/V変換部28の出力をサンプルホールドするものであり、ローパスフィルタ部35～38は、それぞれに対応するサンプルホールド部31～34の出力に基づいて各波長ごとの光電脈波信号を作成するものである。

【0039】A/D変換器40は、演算制御部42の出力制御信号を受けることにより、各ローパスフィルタ部35～38の出力をアナログ-ディジタル変換するものである。演算制御部42は、前記タイミング発生部26及びA/D変換器40に制御信号を出力し、その制御を行うとともに、上記A/D変換器40の出力信号に基づいて血中ビリルビン濃度を演算するものである。より具体的には、第1の時刻 t_1 及びこれと異なる第2の時刻 t_2 において各ローパスフィルタ部35～38の出力をアナログ-ディジタル変換するようにA/D変換器40の制御を行うとともに、その変換値に基づき、前述の作用の項で述べた演算式に基づいて血中ビリルビン濃度を演算し、その演算結果を表示部44に表示させる動作を行う。

【0040】なお、上記第1の時刻 t_1 及び第2の時刻 t_2 の設定については、例えば上記アナログ-ディジタル変換を最初に行った第1の時刻 t_1 から予め定められた時間 Δt が経過した時点を実際の第2の時刻 t_2 として次のアナログ-ディジタル変換を行うようにしてもよいし、あるいは、上記第1の時刻 t_1 を過ぎてから、ローパスフィルタ部35～38のうちの一つのチャンネルの出力が動脈血の厚みの変化に起因して所定値以上増減した時点を実際の第2の時刻 t_2 とするようにしてもよい。後者の方法では、両時刻 t_1 、 t_2 における出力差を十分に確保することが可能である。

【0041】次に、この装置の作用を説明する。

【0042】まず、測定プローブ10が被検者の測定部位（例えば足の甲など）に装着された状態で、タイミング発生部26から発光素子駆動部24へ図2上半部に示されるような発光タイミング信号が出力され、この信号に基づいて各発光素子11～14から上記測定部位に向けて間欠的にかつ互いに位相をずらして互いに波長の異なる第1の光、第2の光、第3の光、第4の光がそれぞれ入射される。その透過光は一括して受光素子16により受光され、電気信号に変換された後、I/V変換部28を通じて信号分離回路30に入力される。この時の入力信号は例えば図3(a)のようになる。

【0043】この信号分離回路30においては、図2に示されるように上記発光タイミング信号と同期してタイミング発生部26から各サンプルホールド部31～34にサンプルホールドタイミング信号が出力されているので、各サンプルホールド部31～34は、入力信号のうち各発光素子11～14の発する光の透過光に対応する

部分のみをサンプルホールドする。よって、例えばサンプルホールド部31の出力信号は図3(b)のようになる。各々の出力信号は、ローパスフィルタ部35~38によって図3(c)に示されるように平滑化され、A/D変換器40に入力される。従って、これらの信号の波形は各光の波長 $\lambda_1 \sim \lambda_4$ に対応したものとなっている。

【0044】これらの信号は、予め設定された第1の時刻 t_1 及び第2の時刻 t_2 においてA/D変換され、演算制御部42に取り込まれる。演算制御部42は、これらの信号に基づき、前述の連立方程式(数8)を解くことによって血中ビリルビン濃度C(Bil)を算出し、これを表示部44に表示させる。

【0045】このような装置によれば、被検者から採血を行うことなく無侵襲で血中ビリルビン濃度を測定することができ、その測定結果に基づいて的確な診断等を行うことができる。しかも、この装置では、上記連立方程式を解くことにより血中還元ヘモグロビン濃度C(Hb)及び血中酸化ヘモグロビン濃度C(HbO₂)をも算出することができ、これらの値に基づいて血中全ヘモグロビン濃度C(Hb+HbO₂)及び動脈血酸素飽和度(C(HbO₂)/C(Hb+HbO₂))を容易に算出することができる利点がある。

【0046】なお、この実施例では第1の光から第4の光までの透過光を全て単一の受光素子16で受光するものを示したが、各光をそれぞれ個別に受光する複数の受光素子を備え、各受光素子の出力信号に基づいて血中ビリルビン濃度の算出を行うことも可能である。この場合には、上記実施例のように信号を分離する手段が不要となる。ただし、上記実施例のように単一の受光素子16で全ての受光を行うようにすれば、構造の簡略化及び低コスト化を図ることができる効果がある。

【0047】

【発明の効果】以上のように本発明は、適当な波長をもつ光をそれぞれ測定部位に向けて発し、その透過光を受光して各波長に関する光透過量に対応した信号を作成するとともに、第1の時刻及び第2の時刻で得られた各信号に基づき血中ビリルビン濃度を演算するものであるもので、被検者からの採血を行わず、無侵襲で血中ビリルビ

ン濃度を測定することができる。従って、被検者に苦痛や障害を与えることなく、直接、血中ビリルビン濃度を測定することによつて的確な黄疸の診断等を行うことができる効果がある。

【0048】さらに、請求項2記載の装置によれば、受光手段を単一の受光素子で構成し、これによって全ての透過光を受光するようにしているので、装置の構造の簡略化及び低コスト化を図ることができる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例における血中ビリルビン濃度測定装置の全体構成図である。

【図2】上記装置においてタイミング発生部から出力される発光タイミング信号及びサンプルホールドタイミング信号を示す波形図である。

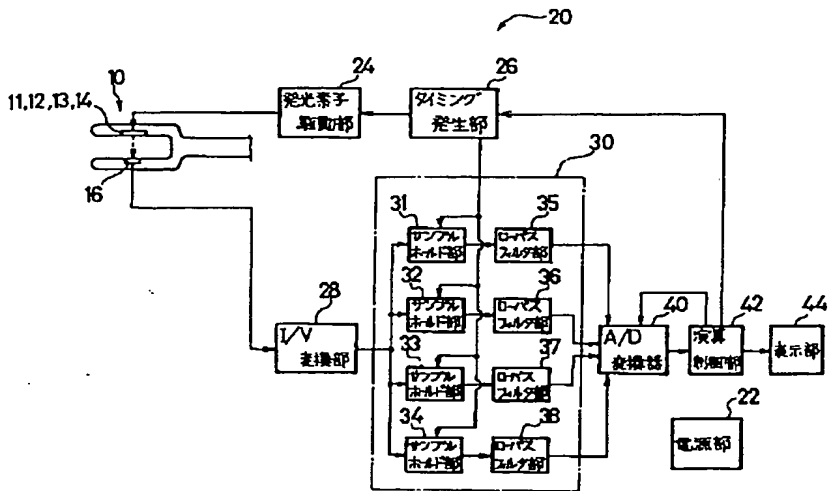
【図3】(a)は上記装置におけるI/V変換部の出力信号を示す波形図、(b)は同装置における第1発光素子に対応するサンプルホールド部の出力信号を示す波形図、(c)は上記第1発光素子に対応するローパスフィルタ部の出力信号を示す波形図である。

【図4】(a)は波長の短い領域における光波長と各物質の光吸収係数との関係を示すグラフ、(b)は波長の長い領域における光波長と各物質の光吸収係数との関係を示すグラフである。

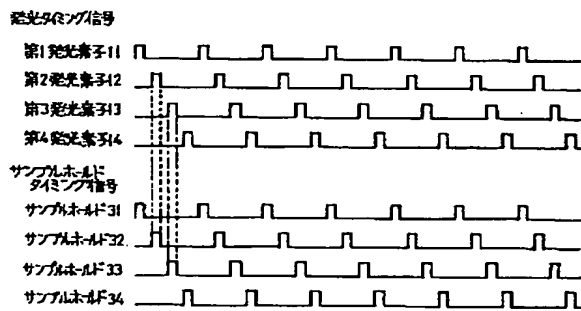
【符号の説明】

- 10 測定プローブ
- 11 第1発光素子(第1発光手段)
- 12 第2発光素子(第2発光手段)
- 13 第3発光素子(第3発光手段)
- 14 第4発光素子(第4発光手段)
- 16 受光素子(受光手段)
- 20 演算制御システム
- 24 発光素子駆動部(発光手段)
- 26 タイミング発生部
- 28 I/V変換部(信号作成手段)
- 30 信号分離回路(信号作成手段)
- 40 A/D変換器(信号作成手段)
- 42 演算制御部(演算手段)

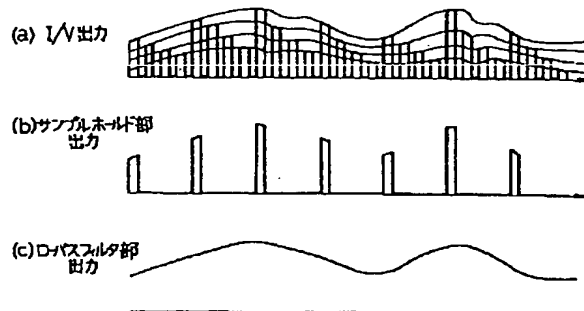
【图 1】



【图2】



【图3】



【図4】

